

H03028105

日 本 国 特 許 庁  
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

2003年 1月24日

出 願 番 号

Application Number:

特願2003-016797

[ST.10/C]:

[JP2003-016797]

出 願 人

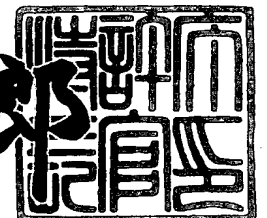
Applicant(s):

日本コーリン株式会社

2003年 4月22日

特 許 庁 長 官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

太田信一郎



出証番号 出証特2003-3029265

【書類名】 特許願

【整理番号】 NP200131

【あて先】 特許庁長官殿

【発明者】

    【住所又は居所】 愛知県小牧市林 2 0 0 7 番 1    日本コーリン株式会社内

    【氏名】 成松 清幸

【特許出願人】

    【識別番号】 390014362

    【氏名又は名称】 日本コーリン株式会社

【代理人】

    【識別番号】 100085361

    【弁理士】

    【氏名又は名称】 池田 治幸

【手数料の表示】

    【予納台帳番号】 007331

    【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

    【物件名】 明細書    1

    【物件名】 図面    1

    【物件名】 要約書    1

    【包括委任状番号】 9715260

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 カフ容積脈波測定装置、カフ容積脈波解析装置、圧脈波測定装置、および圧脈波解析装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 生体の四肢のいずれかに装着されたカフの圧力振動であるカフ脈波を検出するために該カフに接続された圧力センサを備え、該カフ容積脈波から該四肢に発生する伝達遅れのないカフ容積脈波を測定するカフ容積脈波測定装置であって、

前記カフ内圧力の脈動から前記圧力センサへの伝達函数の逆伝達函数を記憶する逆伝達函数記憶装置と、

該逆伝達函数記憶装置に記憶された前記カフ内圧力の脈動から前記圧力センサへの予め求められた伝達函数の逆伝達函数から、該圧力センサにより検出されたカフ容積脈波に基づいて、伝達遅れのないカフ容積脈波を算出するカフ容積脈波算出手段と

を、含むことを特徴とするカフ容積脈波測定装置。

【請求項 2】 前記生体の血圧値、該生体の脈波伝播速度、該生体の動脈硬化度評価指数、該生体の自律神経評価値のうちのいずれかの値を決定するために、請求項 1 のカフ容積脈波測定装置により測定された伝達遅れのないカフ容積脈波を解析して、前記生体の動脈硬化度評価指数を決定する脈波解析手段を、含むことを特徴とするカフ容積脈波解析装置。

【請求項 3】 次の(a)乃至(b)の工程を含む生体のカフ容積脈波を測定する方法において使用すべき装置であって、生体の四肢のいずれかに装着されたカフの圧力振動であるカフ容積脈波を検出するために該カフに接続された圧力センサと、該カフ内圧力の脈動から該圧力センサへの伝達函数の逆伝達函数を記憶する逆伝達函数記憶装置と、該逆伝達函数記憶装置に記憶された逆伝達函数から、前記圧力センサにより検出されたカフ脈波に基づいて、伝達遅れのないカフ容積脈波を算出するカフ容積脈波算出手段とを備えたカフ容積脈波測定装置：

(a) 前記カフ内圧力の脈動から前記圧力センサへの伝達函数の逆伝達函数を求めて前記逆伝達函数記憶装置に記憶させる工程；

(b) 該逆伝達函数記憶装置に記憶された逆伝達函数から、前記圧力センサにより検出されたカフ容積脈波に基づいて、前記伝達遅れのないカフ容積脈波を算出するカフ容積脈波算出工程。

【請求項4】 次の(a)乃至(c)の工程を含む生体のカフ容積脈波を解析する方法において使用すべき装置であって、生体の四肢のいずれかに装着されたカフの圧力振動であるカフ容積脈波を検出するために該カフに接続された圧力センサと、前記カフ内圧力の脈動から該圧力センサへの伝達函数の逆伝達函数を記憶する逆伝達函数記憶装置と、該逆伝達函数記憶装置に記憶された逆伝達函数から、前記圧力センサにより検出されたカフ脈波に基づいて、伝達遅れのないカフ容積脈波を算出するカフ容積脈波算出手段と、該カフ容積脈波算出手段により算出されたカフ容積脈波を解析する脈波解析手段とを備えたカフ容積脈波解析装置：

(a) 前記カフ内圧力の脈動から前記圧力センサへの伝達函数の逆伝達函数を求めて前記逆伝達函数記憶装置に記憶させる工程；

(b) 該逆伝達函数記憶装置に記憶された逆伝達函数から、前記圧力センサにより検出されたカフ脈波に基づいて、前記伝達遅れのないカフ容積脈波を算出するカフ容積脈波算出工程；

(c) 前記生体の血圧値、該生体の脈波伝播速度、該生体の動脈硬化度評価指数、該生体の自律神経評価値のうちのいずれかの値を決定するために、前記カフ容積脈波算出工程により算出された伝達遅れのないカフ容積脈波を解析する解析工程。

【請求項5】 前記脈波解析手段は、前記伝達遅れのないカフ容積脈波のピーク値、立ち上がり点、%MAP、SLOPE、脈波面積、脈波振幅指数、姿勢変化前後のピーク値の割合のいずれか1つを算出するものである請求項2または4のいずれかのカフ容積脈波解析装置。

【請求項6】 生体の四肢のいずれかに装着されたカフの圧力振動であるカフ容積脈波を検出するために該カフに接続された圧力センサを備え、該カフ容積脈波から該カフに圧迫される四肢の動脈内の圧脈波を測定する圧脈波測定装置であって、

前記カフにより圧迫される動脈内圧から前記圧力センサへの伝達函数の逆伝達

函数を記憶する逆伝達函数記憶装置と、

該逆伝達函数記憶装置に記憶された逆伝達函数から、前記圧力センサにより検出されたカフ脈波に基づいて、前記四肢の動脈内の圧脈波を算出する圧脈波算出手段と

を、含むことを特徴とする圧脈波測定装置。

【請求項 7】 前記生体の血圧値、該生体の脈波伝播速度、該生体の動脈硬化度評価指数、該生体の自律神経評価値のうちの少なくとも 1 つの値を決定するために、請求項 6 の圧脈波測定装置により測定された前記動脈内の圧脈波を解析する脈波解析手段を、含むことを特徴とする圧脈波解析測定装置。

【請求項 8】 次の(a)乃至(b)の工程を含む生体の圧脈波を測定する方法において使用すべき装置であって、生体の四肢のいずれかに装着されたカフの圧力振動であるカフ容積脈波を検出するために該カフに接続された圧力センサと、前記カフにより圧迫される動脈内圧の脈動から該圧力センサへの伝達函数の逆伝達函数を記憶する逆伝達函数記憶装置と、該逆伝達函数記憶装置に記憶された逆伝達函数から、前記圧力センサにより検出されたカフ脈波に基づいて、前記四肢の動脈内の圧脈波を算出する圧脈波算出手段とを備えた圧脈波測定装置：

(a) 前記カフにより圧迫される動脈内圧から前記圧力センサへの伝達函数の逆伝達函数を求めて前記逆伝達函数記憶装置に記憶させる工程；

(b) 該逆伝達函数記憶装置に記憶された逆伝達函数から、前記圧力センサにより検出されたカフ脈波に基づいて、前記四肢の動脈内の圧脈波を算出する圧脈波算出工程。

【請求項 9】 次の(a)乃至(c)の工程を含む生体の圧脈波を測定する方法において使用すべき装置であって、生体の四肢のいずれかに装着されたカフの圧力振動であるカフ容積脈波を検出するために該カフに接続された圧力センサと、前記カフにより圧迫される動脈内圧から該圧力センサへの伝達函数の逆伝達函数を記憶する逆伝達函数記憶装置と、該逆伝達函数記憶装置に記憶された逆伝達函数から、前記圧力センサにより検出されたカフ脈波に基づいて、前記四肢の動脈内の圧脈波を算出する圧脈波算出手段と、該圧脈波算出手段により算出された圧脈波を解析する脈波解析手段とを備えた圧脈波解析装置：

(a) 前記カフにより圧迫される動脈内圧から該圧力センサへの伝達函数の逆伝達函数を求めて前記逆伝達函数記憶装置に記憶させる工程；

(b) 該逆伝達函数記憶装置に記憶された逆伝達函数から、前記圧力センサにより検出されたカフ脈波に基づいて、前記四肢の動脈内の圧脈波を算出する圧脈波算出工程；

(c) 前記生体の血圧値、該生体の脈波伝播速度、該生体の動脈硬化度評価指数、該生体の自律神経評価値のうちの少なくとも1つの値を決定するために、前記圧脈波算出工程により算出された動脈内の圧脈波を解析する解析工程。

【請求項10】 前記脈波解析手段は、前記圧脈波のピーク値、立ち上がり点、脈波面積比、S L O P E、脈波振幅指数、姿勢変化前後のピーク値の割合のいずれか1つを算出するものである請求項6または8のいずれかの圧脈波解析装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】

本発明は、生体の四肢に巻回されたカフから検出されるカフ容積脈波或いは生体の動脈内の圧脈波を測定する装置、およびそのカフ容積脈波或いは圧脈波を解析する脈波解析装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

生体の四肢に巻回されるカフ（膨張袋）において心拍に同期して発生する圧力振動であるカフ脈波は生体の循環器情報の1つとして知られている。この圧力振動は、カフによって巻回された動脈を含む生体組織内の血液容積変化に対応するのでカフ容積脈波とも称される。また、生体の動脈内において心拍に同期して脈動する動脈内の圧脈波も生体の循環器情報の1つとして知られている。これらカフ容積脈波や圧脈波は、それに含まれる情報が解析されることにより、循環器の評価や診断に利用される。たとえば、脈波のピーク値が生体の（最高）血圧推定値を推定するための値として利用される（特許文献1）。また、生体の2部位から得られる脈波の立ち上がり点が動脈硬化に関連する脈波伝播速度情報を算出するための値として利用される（特許文献2）。また、その脈波伝播速度情報或い

はそれに加えて脈波面積比および心拍周期が生体の（最高）血圧推定値を推定するための値として利用される（特許文献2）。また、脈波の面積割合である脈波面積比VRが心拍出機能に対応する値として利用される（特許文献3）。また、脈波の振幅値、脈波の立ち上がり部分の最大傾斜値であるSLOPE値、たとえば脈波振幅値に対する脈波面積重心位置の高さの割合で示される脈波の尖り具合を示す%MAP値、脈波の立ち上がり時間の脈拍周期に対する割合を示す立ち上がり%値、最大ピークとその次のピークとの間の脈拍周期に対する割合を示すピークインデックスPI値などの波形特徴値が推定血圧値を決定するための値として利用される（特許文献4）。また、進行波の振幅と反射波の振幅との比である脈波振幅指数AIが動脈硬化に対応する値として利用される。また、生体の姿勢変化前後のピーク値の割合を示す血圧比が自律神経失調に対応する値として利用される（特許文献5）。また、逐次決定される上記脈波のピーク値のゆらぎが生体の自律神経の活動を示す値として利用される（特許文献6）。

## 【0003】

- 【特許文献1】 WO88-04910号公報
- 【特許文献2】 特開2000-33078号公報
- 【特許文献3】 特開平11-318838号公報
- 【特許文献4】 特開平07-275214号公報
- 【特許文献5】 特開平05-200030号公報
- 【特許文献6】 特開平09-215664号公報

## 【0004】

## 【発明が解決すべき課題】

ところで、上記カフ容積脈波は、ゴムホースを介してカフに接続された圧力センサにより検出されたカフ圧を示す信号から帯域フィルタを通して脈波を構成する周波数成分を抽出することにより検出されることから、カフ内やゴムホース内にあるコンプライアンスの大きな空気を介して伝播する過程で歪みを受けるので、抽出されたカフ容積脈波は必ずしも正確なものではなく、そのカフ容積脈波に基づいて行われる生体循環器の評価や診断精度が必ずしも十分に得られない可能性があった。また、上記カフ容積脈波を動脈内の圧波形に対応するものとして生

体循環器の評価や診断に用いる場合には、生体の皮膚や皮下組織による歪みの影響が加わるので、上記の問題が一層顕著となっていた。

## 【 0 0 0 5 】

本発明は以上の事情を背景として為されたものであって、その目的とするところは、正確なカフ容積脈波を測定することができるカフ容積脈波測定装置、正確なカフ容積脈波を解析して生体の循環器の評価や診断を可能とすることができるカフ容積脈波解析装置、正確な圧脈波を測定することができる圧脈波測定装置、および正確なを解析して生体の循環器の評価や診断を可能とすることができる圧脈波圧脈波解析装置を提供することにある。

## 【 0 0 0 6 】

## 【課題を解決するための第1の手段】

かかる目的を達成するための第1発明の要旨とするところは、生体の四肢のいずれかに装着されたカフの圧力振動であるカフ容積脈波を検出するためにそのカフに接続された圧力センサを備え、その圧力センサにより検出されたカフ脈波からその四肢に巻回されたカフに発生する伝達遅れのないカフ容積脈波を測定するカフ容積脈波測定装置であって、(a) 前記カフ内圧力の脈動からその圧力センサへの伝達函数の逆伝達函数を記憶する逆伝達函数記憶装置と、(b) その逆伝達函数記憶装置に記憶されたそのカフ内圧力の脈動からその圧力センサへの予め求められた伝達函数の逆伝達函数から、その圧力センサにより検出されたカフ脈波に基づいて、伝達遅れのないカフ容積脈波を算出するカフ容積脈波算出手段とを、含むことにある。

## 【 0 0 0 7 】

## 【第1発明の効果】

このようにすれば、カフ容積脈波算出手段により、前記逆伝達函数記憶装置に記憶された前記カフ内圧力の脈動から前記圧力センサの検出圧の脈動への予め求められた伝達函数の逆伝達函数から、前記圧力センサにより検出された実際のカフ容積脈波に基づいて、伝達遅れのない元のカフ容積脈波が算出されるので、歪みのない正確なカフ容積脈波が得られる。

## 【 0 0 0 8 】



## 【課題を解決するための第2の手段】

また、前記目的を達成するための第2発明のカフ容積脈波解析装置の要旨とするところは、前記生体の血圧値、その生体の脈波伝播速度、その生体の動脈硬化度評価指数、その生体の自律神経評価値のうちのいずれかの値を決定するために、前記第1発明のカフ容積脈波測定装置により測定された伝達遅れのないカフ容積脈波を解析する脈波解析手段を、含むことにある。

【0009】

## 【第2発明の効果】

このようにすれば、脈波解析手段により、前記生体の血圧値、その生体の脈波伝播速度、その生体の動脈硬化度評価指数、その生体の自律神経評価値のうちのいずれかの値を決定するために、第1発明のカフ容積脈波測定装置により測定された伝達遅れのないカフ容積脈波が解析されることから、正確なカフ容積脈波が解析されて前記生体の血圧値、その生体の脈波伝播速度、その生体の動脈硬化度評価指数、その生体の自律神経評価値のうちのいずれかの値が決定されるので、生体の循環器の正確な評価や診断が可能となる。

【0010】

## 【課題を解決するための第3の手段】

また、前記目的を達成するための第3発明のカフ容積脈波測定装置の要旨とするところは、次の(a)乃至(b)の工程を含む生体のカフ容積脈波を測定する方法において使用すべき装置であって、生体の四肢のいずれかに装着されたカフの圧力振動であるカフ容積脈波を検出するためにそのカフに接続された圧力センサと、そのカフ内の圧力の脈動からその圧力センサへの伝達函数の逆伝達函数を記憶する逆伝達函数記憶装置と、その逆伝達函数記憶装置に記憶された逆伝達函数から、前記圧力センサにより検出されたカフ脈波に基づいて、伝達遅れのないカフ容積脈波を算出するカフ容積脈波算出手段とを備えたカフ容積脈波測定装置：(a) 前記カフ内圧力の脈動から前記圧力センサへの伝達函数の逆伝達函数を求めて前記逆伝達函数記憶装置に記憶させる工程；(b) その逆伝達函数記憶装置に記憶された逆伝達函数から、前記圧力センサにより検出されたカフ脈波に基づいて、前記伝達遅れのないカフ容積脈波を算出するカフ容積脈波算出工程。

## 【 0 0 1 1 】

## 【第 3 発明の効果】

このようにすれば、前記カフ内圧力の脈動から前記圧力センサへの伝達函数の逆伝達函数が求められて前記逆伝達函数記憶装置に記憶させられた後は、その逆伝達函数記憶装置に記憶された前記カフ内圧力の脈動から前記圧力センサの検出圧の脈動への予め求められた伝達函数の逆伝達函数から、前記圧力センサにより検出された実際のカフ脈波に基づいて、伝達遅れのない元のカフ容積脈波が算出されるので、歪みのない正確なカフ容積脈波が得られる。

## 【 0 0 1 2 】

## 【課題を解決するための第 4 の手段】

また、前記目的を達成するための第 4 発明のカフ容積脈波解析装置の要旨とするところは、次の(a)乃至(c)の工程を含む生体のカフ容積脈波を解析する方法において使用すべき装置であって、生体の四肢のいずれかに装着されたカフの圧力振動であるカフ容積脈波を検出するためにそのカフに接続された圧力センサと、前記カフ内圧力の脈動からその圧力センサへの伝達函数の逆伝達函数を記憶する逆伝達函数記憶装置と、その逆伝達函数記憶装置に記憶された逆伝達函数から、前記圧力センサにより検出されたカフ脈波に基づいて、伝達遅れのないカフ容積脈波を算出するカフ容積脈波算出手段と、そのカフ容積脈波算出手段により算出されたカフ容積脈波を解析する脈波解析手段とを備えたカフ容積脈波解析装置：  
：(a) 前記カフ内圧力の脈動から前記圧力センサへの伝達函数の逆伝達函数を求めて前記逆伝達函数記憶装置に記憶させる工程；(b) その逆伝達函数記憶装置に記憶された逆伝達函数から、前記圧力センサにより検出されたカフ脈波に基づいて、前記伝達遅れのないカフ容積脈波を算出するカフ容積脈波算出工程；(c) 前記生体の血圧値、その生体の脈波伝播速度、その生体の動脈硬化度評価指数、その生体の自律神経評価値のうちのいずれかの値を決定するために、前記カフ容積脈波算出工程により算出された伝達遅れのないカフ容積脈波を解析する解析工程。

## 【 0 0 1 3 】

## 【第 4 発明の効果】

このようにすれば、前記カフ内圧力の脈動から前記圧力センサへの伝達函数の逆伝達函数が求められて前記逆伝達函数記憶装置に記憶させられた後は、その逆伝達函数記憶装置に記憶された前記カフ内圧力の脈動から前記圧力センサの検出圧の脈動への予め求められた伝達函数の逆伝達函数から、前記圧力センサにより検出された実際のカフ脈波に基づいて、伝達遅れのない元のカフ容積脈波が算出されるので、歪みのない正確なカフ容積脈波が得られる。そして、その伝達遅れのないカフ容積脈波を解析して、前記生体の血圧値、その生体の脈波伝播速度、その生体の動脈硬化度評価指数、その生体の自律神経評価値のうちのいずれかの値が決定されることから、正確なカフ容積脈波を解析して生体の循環器の評価や診断が可能となる。

#### 【 0 0 1 4 】

ここで、好適には、上記脈波解析手段は、前記伝達遅れのないカフ容積脈波のピーク値、立ち上がり点、%MAP、SLOPE、脈波面積、脈波振幅指数、姿勢変化前後のピーク値の割合のいずれか1つを算出するものである。このようにすれば、生体の血圧値、その生体の脈波伝播速度、その生体の動脈硬化度評価指数、その生体の自律神経評価値のうちのいずれかの値が正確に決定される。

#### 【 0 0 1 5 】

##### 【課題を解決するための第5の手段】

また、前記目的を達成するための第5発明の圧脈波測定装置の要旨とするところは、生体の四肢のいずれかに装着されたカフの圧力振動であるカフ容積脈波を検出するためにそのカフに接続された圧力センサを備え、そのカフ容積脈波からそのカフに圧迫される四肢の動脈内の圧脈波を測定する圧脈波測定装置であって、(a) 前記カフにより圧迫される動脈内圧から前記圧力センサへの伝達函数の逆伝達函数を記憶する逆伝達函数記憶装置と、(b) その逆伝達函数記憶装置に記憶された逆伝達函数から、前記圧力センサにより検出されたカフ脈波に基づいて、前記四肢の動脈内の圧脈波を算出する圧脈波算出手段とを、含むことにある。

#### 【 0 0 1 6 】

##### 【第5発明の効果】

このようにすれば、圧脈波算出手段により、前記逆伝達函数記憶装置に記憶さ

れた前記カフ内圧力の脈動から前記圧力センサの検出圧の脈動への予め求められた伝達函数の逆伝達函数から、前記圧力センサにより検出された実際のカフ脈波に基づいて、カフにより圧迫される動脈内圧である圧脈波が算出されるので、歪みのない正確な圧脈波が得られる。

【0017】

【課題を解決するための第6の手段】

また、前記目的を達成するための第6発明のカフ容積脈波解析装置の要旨とするところは、前記生体の血圧値、その生体の脈波伝播速度、その生体の動脈硬化度評価指数、その生体の自律神経評価値のうちのいずれかの値を決定するために、前記第1発明のカフ容積脈波測定装置により測定された伝達遅れの無いカフ容積脈波を解析する脈波解析手段を、含むことにある。

【0018】

【第6発明の効果】

このようにすれば、脈波解析手段により、前記生体の血圧値、その生体の脈波伝播速度、その生体の動脈硬化度評価指数、その生体の自律神経評価値のうちのいずれかの値を決定するために、第5発明の圧脈波測定装置により測定された圧脈波が解析されることから、正確な圧脈波を解析して生体の血圧値、その生体の脈波伝播速度、その生体の動脈硬化度評価指数、その生体の自律神経評価値のうちのいずれかの値が決定されることから、生体の循環器の正確な評価や診断が可能となる。

【0019】

【課題を解決するための第7の手段】

また、前記目的を達成するための第7発明の圧脈波測定装置の要旨とするところは、次の(a)乃至(b)の工程を含む生体の圧脈波を測定する方法において使用すべき装置であって、生体の四肢のいずれかに装着されたカフの圧力振動であるカフ容積脈波を検出するためにそのカフに接続された圧力センサと、前記カフにより圧迫される動脈内圧の脈動からその圧力センサへの伝達函数の逆伝達函数を記憶する逆伝達函数記憶装置と、その逆伝達函数記憶装置に記憶された逆伝達函数から、前記圧力センサにより検出されたカフ脈波に基づいて、前記四肢の動脈

内の圧脈波を算出する圧脈波算出手段とを備えた圧脈波測定装置：(a) 前記カフにより圧迫される動脈内圧から前記圧力センサへの伝達函数の逆伝達函数を求めて前記逆伝達函数記憶装置に記憶させる工程；(b) その逆伝達函数記憶装置に記憶された逆伝達函数から、前記圧力センサにより検出されたカフ脈波に基づいて、前記四肢の動脈内の圧脈波を算出する圧脈波算出工程。

【 0 0 2 0 】

【第 7 発明の効果】

このようにすれば、前記カフ内圧力の脈動から前記圧力センサの検出圧の脈動への伝達函数の逆伝達函数が求められて前記逆伝達函数記憶装置に記憶させられた後は、その逆伝達函数記憶装置に記憶された前記カフ内圧力の脈動から前記圧力センサの検出圧の脈動への予め求められた伝達函数の逆伝達函数から、前記圧力センサにより検出された実際のカフ脈波に基づいて、動脈内の圧脈波が算出されるので、歪みのない正確な圧脈波が得られる。

【 0 0 2 1 】

【課題を解決するための第 8 の手段】

また、前記目的を達成するための第 8 発明の要旨とするところは、次の(a)乃至(c)の工程を含む生体の圧脈波を測定する方法において使用すべき装置であって、生体の四肢のいずれかに装着されたカフの圧力振動であるカフ容積脈波を検出するためにそのカフに接続された圧力センサと、前記カフにより圧迫される動脈内圧からその圧力センサへの伝達函数の逆伝達函数を記憶する逆伝達函数記憶装置と、その逆伝達函数記憶装置に記憶された逆伝達函数から、前記圧力センサにより検出されたカフ脈波に基づいて、前記四肢の動脈内の圧脈波を算出する圧脈波算出手段と、その圧脈波算出手段により算出された圧脈波を解析する脈波解析手段とを備えた圧脈波解析装置：(a) 前記カフにより圧迫される動脈内圧からその圧力センサへの伝達函数の逆伝達函数を求めて前記逆伝達函数記憶装置に記憶させる工程；(b) その逆伝達函数記憶装置に記憶された逆伝達函数から、前記圧力センサにより検出されたカフ脈波に基づいて、前記四肢の動脈内の圧脈波を算出する圧脈波算出工程；(c) 前記生体の血圧値、その生体の脈波伝播速度、その生体の動脈硬化度評価指数、その生体の自律神経評価値のうちの少なくとも 1

つの値を決定するために、前記圧脈波算出工程により算出された動脈内の圧脈波を解析する解析工程。

【 0 0 2 2 】

【第 8 発明の効果】

このようにすれば、前記カフ内圧力の脈動から前記圧力センサの検出圧の脈動への伝達函数の逆伝達函数が求められて前記逆伝達函数記憶装置に記憶させられた後は、その逆伝達函数記憶装置に記憶された前記カフ内圧力の脈動から前記圧力センサの検出圧の脈動への予め求められた伝達函数の逆伝達函数から、前記圧力センサにより検出された実際のカフ脈波に基づいて、動脈内の圧脈波が算出されるので、歪みのない正確な圧脈波が得られる。そして、その正確な圧波を解析して、前記生体の血圧値、その生体の脈波伝播速度、その生体の動脈硬化度評価指数、その生体の自律神経評価値のうちのいずれかの値が決定されることから、正確な圧脈波を解析して生体の循環器の評価や診断が可能となる。

【 0 0 2 3 】

ここで、好適には、上記脈波解析手段は、前記圧脈波のピーク値、立ち上がり点、脈波面積比、S L O P E、脈波振幅指数、姿勢変化前後のピーク値の割合のいずれか 1 つを算出するものである。このようにすれば、生体の血圧値、その生体の脈波伝播速度、その生体の動脈硬化度評価指数、その生体の自律神経評価値のうちのいずれかの値が正確に決定される。

【 0 0 2 4 】

【発明の好適な実施の形態】

以下、本発明の一実施例を図面に基づいて詳細に説明する。

【 0 0 2 5 】

図 1 は、本発明の一実施例であるカフ容積脈波測定装置、カフ容積脈波解析装置、圧脈波測定装置、および圧脈波解析装置が採用された生体評価値測定装置 10 の一構成例を示す図である。

【 0 0 2 6 】

図 1 において、心音マイク 12 は、第 2 心拍同期信号検出装置として機能するものであり、図示しない被測定者の胸部上に図示しない粘着テープ等により固着

される。心音マイク12は、心拍同期信号として心音を検出するためのものであり、心音マイク12の図示しない内部に備えられている圧電素子において、被測定者の心臓から発生する心音等が電気信号すなわち心音信号SHに変換される。心音信号増幅器14には、心音の高音成分をよく記録するためにエネルギーの大きい低音成分を弱める図示しない4種類のフィルタが備えられており、心音信号増幅器14では、心音マイク12から供給される心音信号SHが、増幅され且つろ波された後に、A/D変換器16を介して電子制御装置18へ出力される。

## 【0027】

カフ20はゴム製袋を布製帯状袋内に有し、たとえば右腕の上腕部22に巻回される。カフ20には、圧力センサ24、排気制御弁26、および空気ポンプ28がゴムチューブなどの可撓性チューブを有する配管30を介してそれぞれ接続されている。排気制御弁26は、カフ20内への圧力の供給を許容する圧力供給状態、カフ20内を徐々に排圧する徐速排圧状態、およびカフ20内を急速に排圧する急速排圧状態の3つの状態に切り換えられるように構成されている。

## 【0028】

圧力センサ24は、カフ20内の圧力 $P_K$ を検出してその圧力 $P_K$ を表す圧力信号SPを静圧弁別回路32および脈波弁別回路34にそれぞれ供給する。静圧弁別回路32はローパスフィルタを備えており、圧力信号SPに含まれる定常的或いは静的な圧力すなわちカフ20の圧迫圧力を表すカフ圧信号SCを弁別してそのカフ圧信号SCをA/D変換器36を介して電子制御装置18へ供給する。脈波弁別回路34はバンドパスフィルタを備えており、圧力信号SPの振動成分であるカフ脈波信号SMを弁別してそのカフ脈波信号SMをA/D変換器38を介して電子制御装置18へ供給する。このカフ脈波信号SMは、カフ20内の圧力 $P_K$ に含まれる交流（周期的な脈動）成分であって、上腕部の動脈から心拍に同期して周期的に発生する圧力振動すなわちカフ脈波（上腕動脈波）BWを示す。また、圧力センサ24および脈波弁別回路34は、カフ脈波検出装置、第1脈波検出装置、或いは第1心拍同期信号検出装置として機能する。

## 【0029】

上記電子制御装置18は、CPU40、ROM42、RAM44、および図示

しない I/O ポート等を備えた所謂マイクロコンピュータにて構成されている。CPU 40 は、ROM 42 に予め記憶されたプログラムに従って RAM 44 の記憶機能を利用しつつ信号処理を実行することにより、I/O ポートから駆動信号を出力して図示しない駆動回路を介して排気制御弁 26 および空気ポンプ 28 を制御し、血圧測定を実行したり、脈波測定を実行したりする。CPU 40 は、その排気制御弁 26 および空気ポンプ 28 を制御することにより、血圧測定モードでは、カフ 20 の圧迫圧力をたとえば 180 mmHg 程度の最高血圧を上まわる値まで昇圧させた後に徐速降圧させ、血圧値の決定が完了すると急速排圧させる一方、脈波検出モードでは、カフ 20 内の圧力を、最低血圧値よりも十分に低い圧力であって脈波弁別回路 34 により弁別されるカフ脈波信号 SM が十分な信号強度となるような予め設定された脈波検出圧力たとえば 60 mmHg に制御する。また、CPU 40 は、電子制御装置 18 に供給される信号に基づいて演算処理を実行することにより時間遅れの少ないカフ容積脈波或いは動脈内の圧脈波を算出するとともに脈波伝播速度情報を算出し、その算出した脈波伝播速度情報を表示器 46 に表示する。

## 【 0 0 3 0 】

図 2 は、上記電子制御装置 18 の制御機能の要部を示す機能ブロック線図である。カフ圧制御手段 50 は、静圧弁別回路 32 から供給されるカフ圧信号 SC に基づいてカフ 20 の圧迫圧力を判断しつつ、排気制御弁 26 および空気ポンプ 28 を制御することにより、カフ 20 を用いて血圧値を測定するための血圧測定期間では、カフ 20 の圧迫圧力をたとえば 180 mmHg 程度の最高血圧を上まわる値まで昇圧させた後に徐速降圧させ、血圧値の決定が完了すると急速排圧させる一方、脈波伝播速度情報を得るための脈波検出期間では、カフ 20 の圧迫圧力をたとえば 60 mmHg 程度の前記脈波検出圧力に制御する。

## 【 0 0 3 1 】

記憶装置として機能する ROM 42 には、カフ 20 内の圧力振動である伝達遅れの少ないカフ容積脈波  $P_K(t)$  またはカフ 20 により圧迫される動脈内圧の脈動である圧脈波  $P_{BP}(t)$  から前記圧力センサ 24 に検出される脈動すなわち前記カフ脈波信号 SM への伝達関数  $H(f)$  およびその逆伝達関数  $1/H(f)$  が予め記憶



されている。カフ 20 内の圧力振動である伝達遅れのないカフ容積脈波またはカフ 20 により圧迫される動脈内圧の脈動である圧脈波を  $x_1(t)$  または  $x_2(t)$ 、上記圧力センサ 24 に検出されるカフ脈波信号 SM を  $y(t)$  としたとき、上記伝達函数  $H(f)$  は、それら  $x_1(t)$  または  $x_2(t)$  とおおよび  $y(t)$  とがそれぞれフーリエ変換されることによって時間函数から周波数函数とされたフーリエ変換後の  $X(f)$  および  $Y(f)$  の比 ( $= Y(f) / X(f)$ ) により (1) 式に示すように表される。この伝達函数  $H(f)$  は、一般には、式 (2) に示すように複素数表示で極座標表示される。この式 (2) の極座標表示において、 $|H(f)|$  は伝達函数  $H(f)$  の利得 (ゲイン)、 $\phi(f)$  は位相である。実際には便宜上、入力信号  $x(t)$  のパワースペクトラム (周波数解析スペクトラム)  $S_{xx}(f)$  と、入出力信号 ( $x_1(t)$  または  $x_2(t)$  および  $y(t)$ ) 間のクロスパワースペクトラム  $S_{xy}(f)$  とが算出され、式 (3) からそれら上記  $S_{xx}(f)$  および  $S_{xy}(f)$  に基づいて算出される。

【 0 0 3 2 】

$$H(f) = Y(f) / X(f) \quad \dots (1)$$

$$H(f) = |H(f)| \exp(j \phi(f)) \quad \dots (2)$$

$$H(f) = S_{xx}(f) / S_{xy}(f) \quad \dots (3)$$

【 0 0 3 3 】

図 3 は、上記伝達函数  $H(f)$  を求める工程の一例を説明する図である。図 3 において、カフ 20 内に配置された圧力センサ 64 は、そのカフ 20 内の圧力を直接検出し、バンドパスフィルタ 66 および A/D 変換器 68 を通して伝達遅れのないカフ容積脈波  $P_K(t)$  を出力する。また、カテーテル 70 に接続された圧力センサ 72 は、そのカテーテル 70 を通して上記カフ 20 により圧迫される動脈内の圧力を直接検出し、圧脈波  $P_{BP}(t)$  を A/D 変換器 74 を通して出力する。次いで、このように構成された装置から得られたカフ容積脈波  $P_K(t)$  または圧脈波  $P_{BP}(t)$  のパワースペクトラム (周波数解析スペクトラム)  $S_{xx}(f)$  が算出されるとともに、入出力信号 ( $P_K(t)$  または  $P_{BP}(t)$  およびカフ脈波信号 SM) 間のクロスパワースペクトラム  $S_{xy}(f)$  とが算出され、前記式 (3) からそれら上記  $S_{xx}(f)$  および  $S_{xy}(f)$  に基づいて伝達函数  $H(f)$  が算出される。

とともに、その逆伝達函数  $1/H(f)$  が算出されて ROM 4 2 に予め記憶されている。この伝達函数  $H(f)$  およびその逆伝達函数  $1/H(f)$  は、一般値であってもよいが、被測定者毎に測定に先立って実行されてもよい。

## 【 0 0 3 4 】

図 2 に戻って、脈波算出手段 5 2 は、予め ROM 4 2 に記憶された関係すなわち伝達函数  $H(f)$  或いはその逆伝達函数  $1/H(f)$  から実際の逐次得られたカフ脈波信号 SM に基づいて、時間遅れや歪みのないカフ容積脈波  $P_K(t)$  または圧脈波  $P_{BP}(t)$  を算出する。たとえば、式 (1) の変形式である  $X(f) = Y(f) / H(f)$  からカフ脈波信号 SM のフーリエ変換値  $Y(f)$  に基づいて  $X(f)$  を算出し、その  $X(f)$  をフーリエ逆変換することにより、カフ 2 0 内の時間遅れや歪みのないカフ容積脈波  $P_K(t)$  またはカフ 2 0 により圧迫される上腕動脈内の圧脈波  $P_{BP}(t)$  を算出（推定）する。すなわち、脈波算出手段 5 2 は、カフ容積脈波算出手段或いは圧脈波算出手段として機能している。

## 【 0 0 3 5 】

脈波解析手段 5 4 は、上記脈波算出手段 5 2 によって算出されたカフ 2 0 内の時間遅れや歪みのないカフ容積脈波  $P_K(t)$  またはカフ 2 0 により圧迫される上腕動脈内の圧脈波  $P_{BP}(t)$  を解析し、解析目的に応じた波形特徴値を算出する。たとえば、生体の血圧値、その生体の脈波伝播速度、その生体の動脈硬化度評価指数、その生体の自律神経評価値のうちのいずれかの値を決定するために、カフ容積脈波  $P_K(t)$  または圧脈波  $P_{BP}(t)$  の上ピーク値および下ピーク値、立ち上がり点、%MAP、SLOPE、脈波面積、脈波振幅指数、姿勢変化前後のピーク値の割合などの波形特徴値のうちの少なくとも 1 つを算出する。その波形特徴値は、表示器 4 6 に表示される。

## 【 0 0 3 6 】

たとえば、上記カフ容積脈波  $P_K(t)$  または圧脈波  $P_{BP}(t)$  の上ピーク値および下ピーク値は、カフにより測定された血圧値と脈波の大きさとの間の予め記憶された関係から生体の血圧値を逐次推定するために算出される。また、上記カフ容積脈波  $P_K(t)$  または圧脈波  $P_{BP}(t)$  の立ち上がり点或いはノッチは、動脈硬化に関連する脈波伝播速度情報（脈波伝播速度など）と 2 部位間の時間

差との間の予め記憶された関係からその2部位間の脈波伝播速度  $PWV$  を逐次推定するために、生体の動脈上の2部位から得られた脈波の波形特徴点（時間計測基準点）として算出される。また、上記カフ容積脈波  $P_K(t)$  または圧脈波  $P_{BP}(t)$  の脈波の面積割合である脈波面積比  $VR$  は、推定血圧値  $EBP$  と脈波伝播速度  $PWV$ 、脈波面積比  $VR$ 、および心拍周期  $RR$  との間の予め記憶された関係から推定血圧値  $EBP$  を逐次算出するために算出される。また、上記カフ容積脈波  $P_K(t)$  または圧脈波  $P_{BP}(t)$  の脈波面積比  $VR$  は、心拍出機能を評価する値としても利用される。また、上記カフ容積脈波  $P_K(t)$  または圧脈波  $P_{BP}(t)$  の振幅値、脈波の立ち上がり部分の最大傾斜値である  $SLOPE$  値、脈波振幅値に対する脈波面積重心位置の高さの割合で示される脈波の尖り具合を示す  $\%MAP$  値、脈波の立ち上がり時間の脈拍周期に対する割合を示す立ち上がり  $\%$  値、最大ピークとその次のピークとの間の脈拍周期に対する割合を示すピークインデックス  $PI$  値は、推定血圧値と波形特徴値との間の予め記憶された関係から推定血圧値を逐次求めるために算出される。また、上記カフ容積脈波  $P_K(t)$  または圧脈波  $P_{BP}(t)$  を構成する進行波のピークに相当する位置の値  $A_1$  と反射波のピークに相当する位置の値  $A_2$  との差  $\Delta PP (= A_2 - A_1)$  の最大振幅  $A_{max}$  に対する比  $(= (A_2 - A_1) / A_{max})$  である脈波振幅増加指数  $AI$  は、動脈硬化度と脈波振幅増加指数  $AI$  との予め記憶された関係から動脈硬化度を得るために算出される。また、上記カフ容積脈波  $P_K(t)$  または圧脈波  $P_{BP}(t)$  の生体の姿勢変化前後のピーク値の割合は、自律神経失調に対応する血圧回復比がとして逐次算出される。また、上記カフ容積脈波  $P_K(t)$  または圧脈波  $P_{BP}(t)$  のピーク値は、生体の自律神経の活動に対応するピーク値のゆらぎを求めるために算出される。

## 【0037】

生体評価値算出手段56は、上記脈波解析手段54において解析されたカフ容積脈波  $P_K(t)$  または圧脈波  $P_{BP}(t)$  の波形特徴値に基づいて、生体の血圧値、動脈硬化評価値、自律神経評価値などを算出し、表示器46に表示させて評価する。

## 【0038】

本実施例では、上記脈波解析手段 5 4 において、上記カフ容積脈波  $P_K(t)$  または圧脈波  $P_{BP}(t)$  の立ち上がり点或いはノッチは、脈波伝播速度情報（脈波伝播速度など）と 2 部位間の時間差との間の予め記憶された関係からその 2 部位間の脈波伝播速度  $PWV$  を逐次推定するために、生体の動脈上の 2 部位のうちの 1 つであるカフ 2 0 が巻回された上腕部から得られた脈波の波形特徴点（時間計測基準点）として算出されるので、脈波解析手段 5 4 は、波形特徴点決定手段としても機能している。

## 【 0 0 3 9 】

波形特徴点決定手段 5 8 は、心音マイク 1 2 から供給される心音信号  $SH$  が表す心音波形において、上記上腕動脈波  $BW$  のノッチに対応する点である心音の II 音の開始点を決定する。脈波伝播速度情報決定手段としても機能する生体評価値算出手段 5 6 は、たとえば図 4 に示すように、波形特徴点決定手段 5 8 によって決定された心音の II 音の開始点の検出時間と脈波解析手段（波形特徴点決定手段） 5 4 によって決定されたカフ容積脈波  $P_K(t)$  または圧脈波  $P_{BP}(t)$  の波形特徴点たとえばノッチの検出時間との時間差  $DT$  を算出し、その時間差  $DT$  を脈波伝播時間  $DT$  として決定する。或いは、さらに、その脈波伝播時間  $DT$  から式 (4) に基づいて脈波伝播速度  $PWV$  を算出する。そして、その脈波伝播時間  $DT$  または脈波伝播速度  $PWV$  を表示器 4 6 に表示する。なお、式 (4) において、 $L$  は、心臓からカフ 2 0 の装着部位までの距離であり、予め実験に基づいて決定された定数である。

## 【 0 0 4 0 】

$$PWV = L / DT \quad \dots (4)$$

## 【 0 0 4 1 】

図 5 は、電子制御装置 1 8 の制御作動の一例の要部を説明するフローチャートにして具体的に示した図である。

## 【 0 0 4 2 】

まず、前記カフ圧制御手段 5 0 に対応するステップ（以下、ステップを省略する） $S1$  では、排気制御弁 2 6 および空気ポンプ 2 8 を制御することにより、カフ 2 0 の圧迫圧力が脈波検出圧力に維持されるように制御される。続く  $S2$  では

、心音信号SHおよびカフ脈波信号SMが、少なくとも一拍分程度に予め設定された時間の間、所定のサンプリング周期毎に逐次読み込まれる。

#### 【0043】

続いて、カフ容積脈波算出手段或いは圧脈波算出手段として機能する前記脈波算出手段52に対応するS3において、予めROM42に記憶された関係すなわち伝達函数 $H(f)$  或いはその逆伝達函数 $1/H(f)$  から実際の逐次得られたカフ脈波信号SMに基づいて、時間遅れや歪みのないカフ容積脈波 $P_K(t)$  または圧脈波 $P_{BP}(t)$  が算出される。たとえば、式(1)の変形式である $X(f) = Y(f)/H(f)$  からカフ脈波信号SMのフーリエ変換値 $Y(f)$  に基づいて $X(f)$  を算出し、その $X(f)$  をフーリエ逆変換することにより、カフ20内の時間遅れや歪みのないカフ容積脈波 $P_K(t)$  またはカフ20により圧迫される上腕動脈内の圧脈波 $P_{BP}(t)$  が算出(推定)される。

#### 【0044】

次に、波形特徴点決定手段として機能する前記脈波解析手段54に対応するS4では、上記S2によって算出されたカフ20内の時間遅れや歪みのないカフ容積脈波 $P_K(t)$  またはカフ20により圧迫される上腕動脈内の圧脈波 $P_{BP}(t)$  が解析され、解析目的に応じた波形特徴値たとえば脈波伝播速度の算出の基準点となるノッチおよびそのノッチ発生時点 $t_2$  が決定される。続いて前記波形特徴点決定手段58に相当するS5では、心音のII音の開始点を決定する。たとえば、S2で読み込んだ心音信号SHの振幅を基線(心音が発生していないときのベースライン)に対して二乗し、その二乗処理した波形の振幅強度が予め設定された閾値THを越えた点がII音の開始時点 $t_1$  として決定される。

#### 【0045】

次いで、脈波伝播速度情報決定手段として機能する前記生体評価値算出手段56に対応するS6およびS7では、図4に示すように、前記S4で決定されたノッチ発生時点 $t_2$  とS5で決定された心音のII音の開始時点 $t_1$  との時間差DTが脈波伝播時間DTとして算出され、その脈波伝播時間DTが前記式(4)に代入されることにより、脈波伝播速度PWVが算出される。そして、S8では、S7で算出した脈波伝播速度PWVが表示器46に表示され、S9においてカフ20

内が排圧される。

【 0 0 4 6 】

上述のように、本実施例の生体評価値測定装置 1 0 に備えられたカフ容積脈波測定装置によれば、脈波算出手段（カフ容積脈波算出手段）5 2 により、ROM（逆伝達函数記憶装置）4 2 に記憶されたカフ 2 0 内の圧力の脈動から圧力センサ 2 4 の検出圧の脈動への予め求められた伝達函数  $H(f)$  の逆伝達函数  $1/H(f)$  から、その圧力センサ 2 4 により検出された実際のカフ脈波信号 SM に基づいて、伝達遅れの無い元のカフ容積脈波  $P_K(t)$  が算出されるので、歪みのない正確なカフ容積脈波  $P_K(t)$  が得られる。

【 0 0 4 7 】

また、本実施例の生体評価値測定装置 1 0 に備えられたカフ容積脈波解析装置によれば、脈波解析手段 5 4 により、生体の血圧値、その生体の脈波伝播速度、その生体の動脈硬化度評価指数、その生体の自律神経評価値のうちのいずれかの値を決定するために、上記カフ容積脈波測定装置の脈波算出手段（カフ容積脈波算出手段）5 2 により測定された伝達遅れの無いカフ容積脈波  $P_K(t)$  が解析されることから、正確なカフ容積脈波  $P_K(t)$  が解析されて前記生体の血圧値、その生体の脈波伝播速度、その生体の動脈硬化度評価指数、その生体の自律神経評価値のうちのいずれかの値が決定されるので、生体の循環器の正確な評価や診断が可能となる。

【 0 0 4 8 】

また、本実施例の生体評価値測定装置 1 0 に備えられたカフ容積脈波測定装置は、(a) カフ 2 0 内圧力の脈動から圧力センサ 2 4 への伝達函数  $H(f)$  の逆伝達函数  $1/H(f)$  を求めて ROM（逆伝達函数記憶装置）4 2 に記憶させる工程と、(b) その ROM 4 2 に記憶された逆伝達函数  $1/H(f)$  から、圧力センサ 2 4 により検出された実際のカフ脈波信号 SM に基づいて、伝達遅れの無いカフ容積脈波  $P_K(t)$  を算出するカフ容積脈波算出工程とを含む生体のカフ容積脈波を測定する方法において使用すべき装置であって、生体の四肢のいずれかに装着されたカフ 2 0 の圧力振動であるカフ脈波信号 SM を検出するためにそのカフ 2 0 に接続された圧力センサ 2 4 と、そのカフ 2 0 内の圧力の脈動からその圧力セ

ンサ24への伝達函数 $H(f)$ の逆伝達函数 $1/H(f)$ を記憶するROM42と、そのROM42に記憶された逆伝達函数 $1/H(f)$ から、圧力センサ24により検出されたカフ脈波信号SMに基づいて、伝達遅れのないカフ容積脈波 $P_K(t)$ を算出する脈波算出手段（カフ容積脈波算出手段）52とを備えて構成されるので、歪みのない正確なカフ容積脈波 $P_K(t)$ が得られる。

## 【0049】

また、本実施例の生体評価値測定装置10に備えられたカフ容積脈波解析装置は、(a) カフ20内圧力の脈動から圧力センサ24への伝達函数 $H(f)$ の逆伝達函数 $1/H(f)$ を求めてROM（逆伝達函数記憶装置）42に記憶させる工程と、(b) そのROM42に記憶された逆伝達函数 $1/H(f)$ から、圧力センサ24により検出された実際のカフ脈波信号SMに基づいて、伝達遅れのないカフ容積脈波 $P_K(t)$ を算出するカフ容積脈波算出工程と、(c) 前記生体の血圧値、その生体の脈波伝播速度、その生体の動脈硬化度評価指数、その生体の自律神経評価値のうちのいずれかの値を決定するために、上記カフ容積脈波算出工程により算出された伝達遅れのないカフ容積脈波 $P_K(t)$ を解析する解析工程とを含む生体のカフ容積脈波を測定する方法において使用すべき装置であって、生体の四肢のいずれかに装着されたカフ20の圧力振動であるカフ脈波信号SMを検出するためにそのカフ20に接続された圧力センサ24と、カフ20内の圧力の脈動からその圧力センサ24への伝達函数 $H(f)$ の逆伝達函数 $1/H(f)$ を記憶するROM（逆伝達函数記憶装置）42と、そのROM42に記憶された逆伝達函数 $1/H(f)$ から、圧力センサ24により検出されたカフ脈波信号SMに基づいて、伝達遅れのないカフ容積脈波 $P_K(t)$ を算出する脈波算出手段（カフ容積脈波算出手段）52と、その脈波算出手段52により算出されたカフ容積脈波 $P_K(t)$ を解析する脈波解析手段（波形特徴点決定手段）54とを備えて構成されるので、正確なカフ容積脈波 $P_K(t)$ を解析して生体の循環器の評価や診断が可能となる。

## 【0050】

また、本実施例によれば、上記脈波解析手段54は、伝達遅れのないカフ容積脈波 $P_K(t)$ のピーク値、立ち上がり点、%MAP、SLOPE、脈波面積、

脈波振幅指数、姿勢変化前後のピーク値の割合のいずれか1つを算出するものであるので、生体の血圧値、その生体の脈波伝播速度、その生体の動脈硬化度評価指数、その生体の自律神経評価値が正確に決定される。

#### 【 0 0 5 1 】

また、本実施例の生体評価値測定装置10に備えられた圧脈波測定装置によれば、脈波算出手段（圧脈波算出手段）52により、ROM（逆伝達函数記憶装置）42に記憶されたカフ20内の圧力の脈動から圧力センサ24の検出圧の脈動への予め求められた伝達函数 $H(f)$ の逆伝達函数 $1/H(f)$ から、その圧力センサ24により検出された実際のカフ脈波信号SMに基づいて、伝達遅れのない圧脈波 $P_{BP}(t)$ が算出されるので、歪みのない正確な圧脈波 $P_{BP}(t)$ が得られる。

#### 【 0 0 5 2 】

また、本実施例の生体評価値測定装置10に備えられた圧脈波解析装置によれば、脈波解析手段54により、生体の血圧値、その生体の脈波伝播速度、その生体の動脈硬化度評価指数、その生体の自律神経評価値のうちのいずれかの値を決定するために、上記カフ容積脈波測定装置の脈波算出手段（圧脈波算出手段）52により測定された伝達遅れのない圧脈波 $P_{BP}(t)$ が解析されることから、正確な圧脈波 $P_{BP}(t)$ が解析されて前記生体の血圧値、その生体の脈波伝播速度、その生体の動脈硬化度評価指数、その生体の自律神経評価値のうちのいずれかの値が決定されるので、生体の循環器の正確な評価や診断が可能となる。

#### 【 0 0 5 3 】

また、本実施例の生体評価値測定装置10に備えられた圧脈波測定装置は、(a) カフ20内圧力の脈動から圧力センサ24への伝達函数 $H(f)$ の逆伝達函数 $1/H(f)$ を求めてROM（逆伝達函数記憶装置）42に記憶させる工程と、(b) そのROM42に記憶された逆伝達函数 $1/H(f)$ から、圧力センサ24により検出された実際のカフ脈波信号SMに基づいて、カフ20により圧迫される動脈内の圧脈波 $P_{BP}(t)$ を算出する圧脈波算出工程とを含む生体のカフ容積脈波を測定する方法において使用すべき装置であって、生体の四肢のいずれかに装着されたカフ20の圧力振動であるカフ脈波信号SMを検出するためにそのカフ2



0に接続された圧力センサ24と、そのカフ20内の圧力の脈動からその圧力センサ24への伝達函数 $H(f)$ の逆伝達函数 $1/H(f)$ を記憶するROM42と、そのROM42に記憶された逆伝達函数 $1/H(f)$ から、圧力センサ24により検出されたカフ脈波信号SMに基づいて、カフ20により圧迫される動脈内の圧脈波 $P_{BP}(t)$ を算出する脈波算出手段(圧脈波算出手段)52とを備えて構成されるので、歪みのない正確な圧脈波 $P_{BP}(t)$ が得られる。

## 【0054】

また、本実施例の生体評価値測定装置10に備えられた圧脈波解析装置は、(a)カフ20内圧力の脈動から圧力センサ24への伝達函数 $H(f)$ の逆伝達函数 $1/H(f)$ を求めてROM(逆伝達函数記憶装置)42に記憶させる工程と、(b)そのROM42に記憶された逆伝達函数 $1/H(f)$ から、圧力センサ24により検出された実際のカフ脈波信号SMに基づいて、カフ20により圧迫される動脈内の圧脈波 $P_{BP}(t)$ を算出する圧脈波算出工程と、(c)前記生体の血圧値、その生体の脈波伝播速度、その生体の動脈硬化度評価指数、その生体の自律神経評価値のうちのいずれかの値を決定するために、上記圧脈波算出工程により算出された動脈内の圧脈波 $P_{BP}(t)$ を解析する解析工程とを含む生体の圧脈波を測定する方法において使用すべき装置であって、生体の四肢のいずれかに装着されたカフ20の圧力振動であるカフ脈波信号SMを検出するためにそのカフ20に接続された圧力センサ24と、カフ20内の圧力の脈動からその圧力センサ24への伝達函数 $H(f)$ の逆伝達函数 $1/H(f)$ を記憶するROM(逆伝達函数記憶装置)42と、そのROM42に記憶された逆伝達函数 $1/H(f)$ から、圧力センサ24により検出されたカフ脈波信号SMに基づいて、カフ20により圧迫される動脈内の圧脈波 $P_{BP}(t)$ を算出する脈波算出手段(圧脈波算出手段)52と、その脈波算出手段52により算出された圧脈波 $P_{BP}(t)$ を解析する脈波解析手段(波形特徴点決定手段)54とを備えて構成されるので、正確な圧脈波 $P_{BP}(t)$ を解析して生体の循環器の評価や診断が可能となる。

## 【0055】

また、本実施例によれば、上記脈波解析手段54は、カフ20により圧迫される動脈内の圧脈波 $P_{BP}(t)$ のピーク値、立ち上がり点、%MAP, SLOPE

、脈波面積、脈波振幅指数、姿勢変化前後のピーク値の割合のいずれか1つを算出するものである。生体の血圧値、その生体の脈波伝播速度、その生体の動脈硬化度評価指数、その生体の自律神経評価値が正確に決定される。

## 【 0 0 5 6 】

次に、本発明の他の実施例であって、前記カフ 2 0 内の圧力振動或いは動脈内圧の脈動を入力とし、圧力センサ 2 4 の検出圧の脈動を出力とする伝達経路における伝達関数  $G(s)$  を求めるための他の方法を説明する。以下に説明する伝達関数  $G(s)$  は、たとえば、自己回帰モデル (Auto Regressive exogenous (ARX) モデル) を用いて求められる。

## 【 0 0 5 7 】

たとえば、カフ 2 0 内の遅れの無いカフ容積脈波  $P_K(t)$  を入力とし、圧力センサ 2 4 に検出されるカフ脈波信号  $SM(t)$  を出力として両者の関係を自己回帰モデルで表す場合には、種々の表現が可能であるが、たとえば、式 (5) のように表すことができる。式 (5) において、かっこ内はサンプリング回数、 $s$  は頸動脈波 CW または上腕動脈波において所定の基準点が検出された時点、 $P_K(s)$ 、 $SM(s)$  はサンプリング周期毎に逐次採取されるカフ容積脈波  $P_K(t)$  またはカフ脈波信号  $SM(t)$  のサンプリングデータ (信号強度) である。また、 $na$  および  $nb$  は実験に基づいて予め決定されるサンプリング次数であり、たとえば、 $(na, nb) = (4, 6)$  または  $(10, 10)$  とされる。次いで、式 (5) の両辺を時間シフトオペレータ  $q$  を使用してまとめると式 (6) が得られ、その式 (6) から式 (7) を得ることができる。そして、伝達関数  $G(s)$  は式 (8) のように表現できる。伝達関数  $G(s)$  が式 (8) として表せる場合、係数  $a_1 \cdots a_{na}$ 、 $b_1 \cdots b_{nb}$  を決定するには、逐次検出されるカフ容積脈波  $P_K(t)$  およびカフ脈波信号  $SM(t)$  の大きさを式 (5) に代入することによって得られる等式を係数の数の合計 (すなわち  $na+nb$ ) 以上求め、それら複数の等式から最小自乗法によって係数  $a_1 \cdots a_{na}$ 、 $b_1 \cdots b_{nb}$  をそれぞれ決定することができる。たとえば式 (7) に示す関係が、ROM 4 2 に記憶される関係であり、式 (7) の左辺に圧力センサ 2 4 に検出されるカフ脈波信号  $SM(t)$  を入力することにより、カフ 2 0 内の遅れの無いカフ容積脈波  $P_K(t)$  が決定できる。

【0058】

$$P_K(s) + a_1 P_K(s-1) + \dots + a_{na} P_K(s-na) =$$

$$SM(s) + b_1 SM(s-1) + b_2 SM(s-2) + \dots + b_{nb} SM(s-nb) \dots (5)$$

$$(1 + a_1 q^{-1} + \dots + a_{na} q^{-na}) P_K(s) = (1 + b_1 q^{-1} + \dots + b_{nb} q^{-nb}) SM(s) \dots (6)$$

$$SM(s) = (1 + a_1 q^{-1} + \dots + a_{na} q^{-na}) P_K(s) / (1 + b_1 q^{-1} + \dots + b_{nb} q^{-nb}) \dots (7)$$

$$G(s) = (1 + a_1 q^{-1} + \dots + a_{na} q^{-na}) / (1 + b_1 q^{-1} + \dots + b_{nb} q^{-nb}) \dots (8)$$

【0059】

以上、本発明の一実施例を図面に基づいて説明したが、本発明は他の態様においても適用される。

【0060】

たとえば、前述の実施例では、脈波伝播速度PWVを算出するために生体の2部位である心臓および上腕に、第1センサとしてのマイクロホン12と第2センサとしてのカフ20がそれぞれ装着されていたが、第1センサおよび第2センサとして上腕カフおよび足首カフが用いられ、それらの上腕カフおよび足首カフから得られる信号の時間差に基づいて脈波伝播速度PWVが算出されるようにしてもよい。

【0061】

また、橈骨動脈に押圧されることにより圧脈波を検出する圧脈波センサが第2センサなどとして用いられ、光電式の指尖脈波センサが第2センサとして用いられてもよい。

【0062】

以上、本発明の実施例を図面に基づいて詳細に説明したが、これはあくまでも一実施形態であり、本発明は当業者の知識に基づいて種々の変更、改良を加えた態様で実施することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明の一実施例であるカフ容積脈波測定装置、カフ容積脈波解析装置、圧脈波測定装置、および圧脈波解析装置が採用された生体評価値測定装置の一構成例を示す図である。

【図 2】

図 1 の電子制御装置の制御機能の要部を示す機能ブロック線図である。

【図 3】

伝達関数  $H(f)$  或いは  $G(s)$  を決定するための方法を説明する図である。

【図 4】

図 2 生体評価値算出手段において算出される時間差を説明するタイムチャートである。

【図 5】

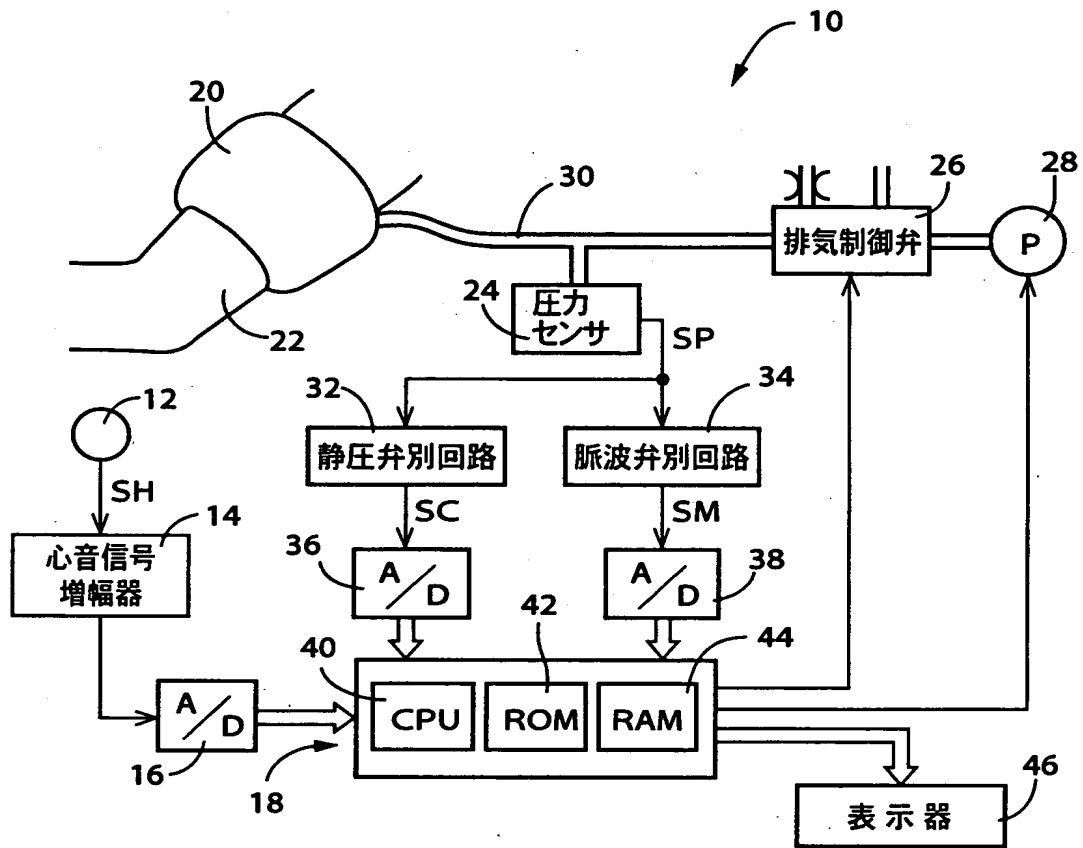
図 1 の電子制御装置の制御作動の要部を説明するフローチャートである。

【符号の説明】

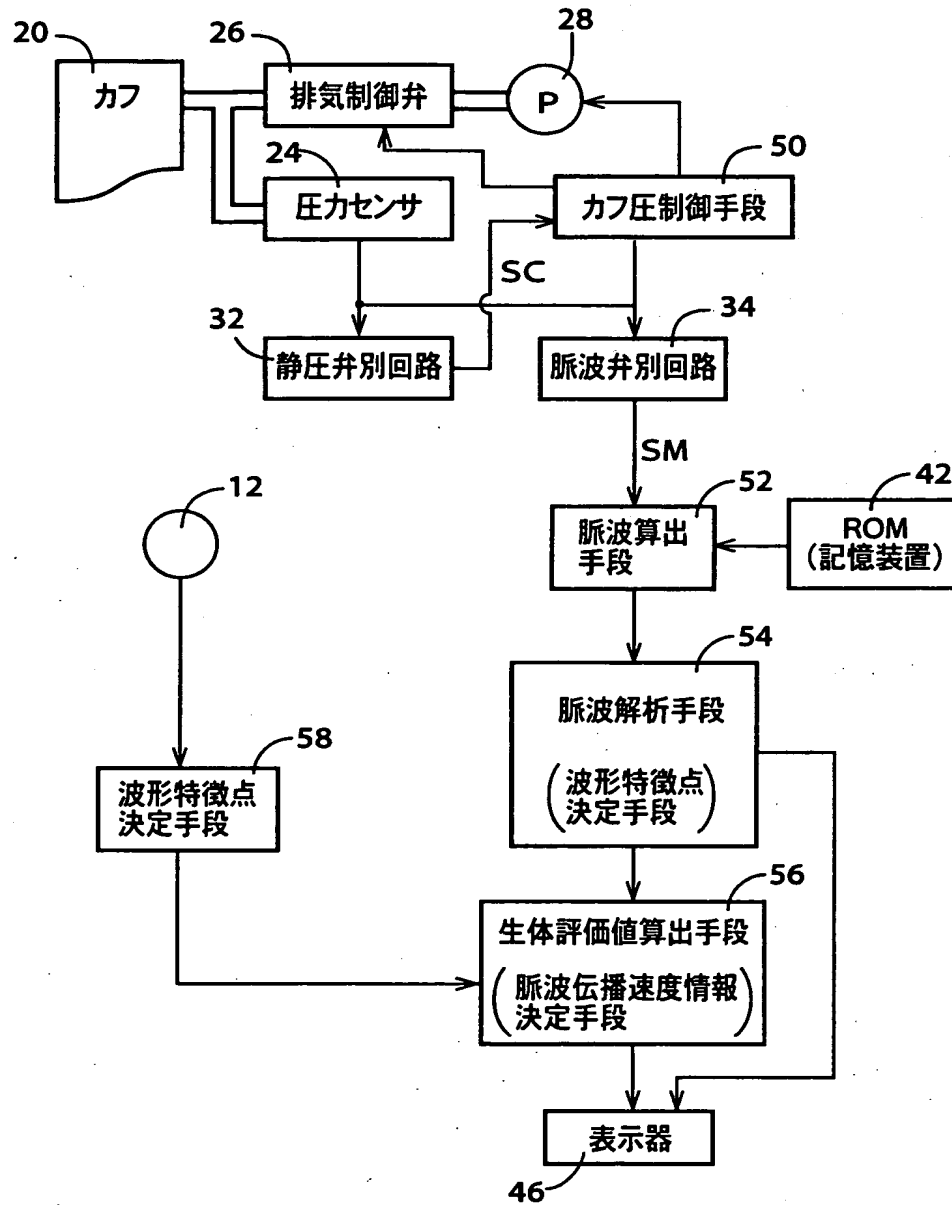
- 1 0 : 生体評価値測定装置 (カフ容積脈波測定装置、カフ容積脈波解析装置、  
圧脈波測定装置、および圧脈波解析装置)
- 2 0 : カフ
- 2 4 : 圧力センサ
- 4 2 : ROM (逆伝達関数記憶装置)
- 5 0 : カフ圧制御手段
- 5 2 : 脈波算出手段 (カフ容積脈波算出手段、圧脈波算出手段)
- 5 4 : 脈波解析手段 (波形特徴点決定手段)
- 5 6 : 生体評価値算出手段 (脈波伝播速度情報決定手段)
- 5 8 : 波形特徴点決定手段

【書類名】 図面

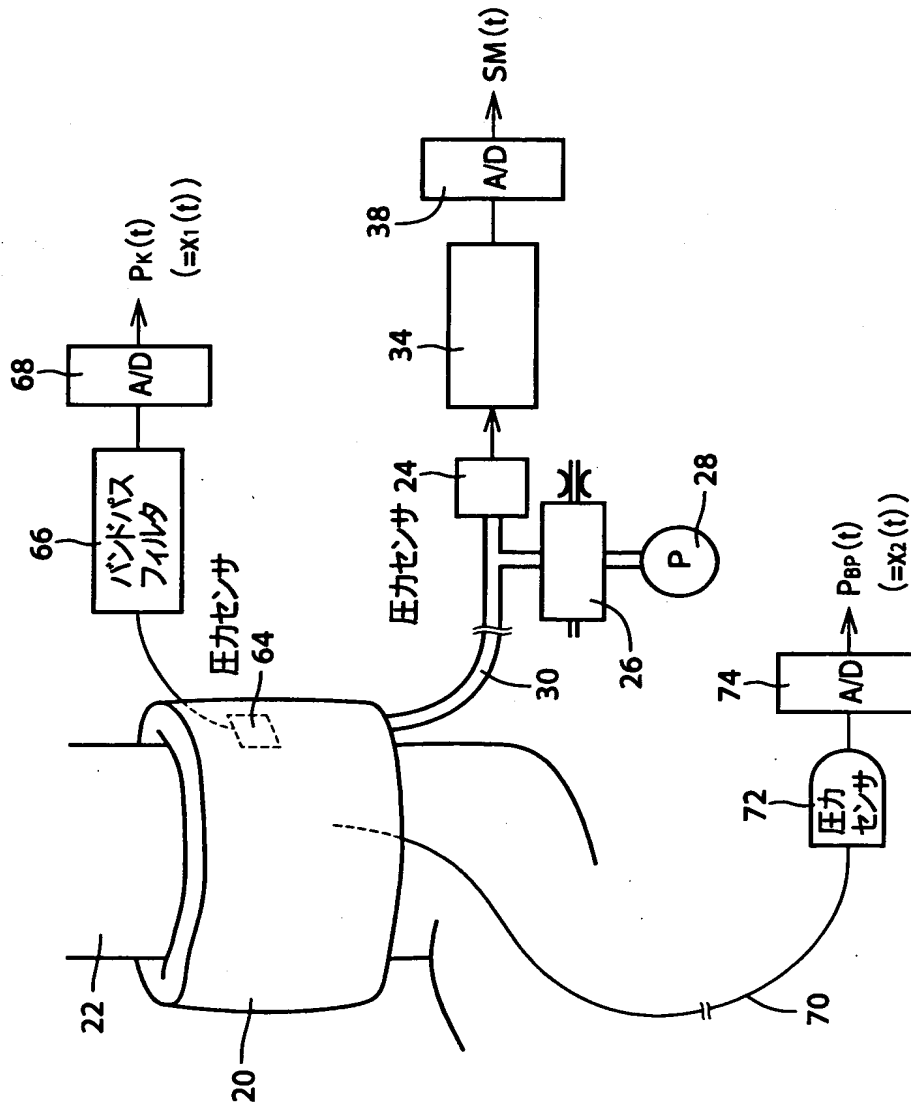
【図 1】



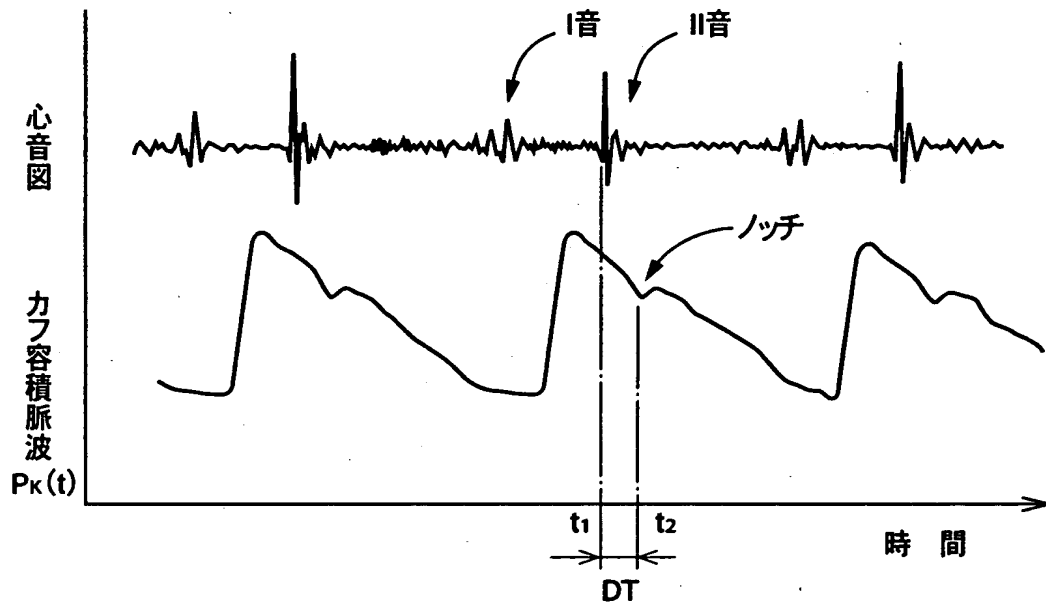
【図 2】



【図 3】

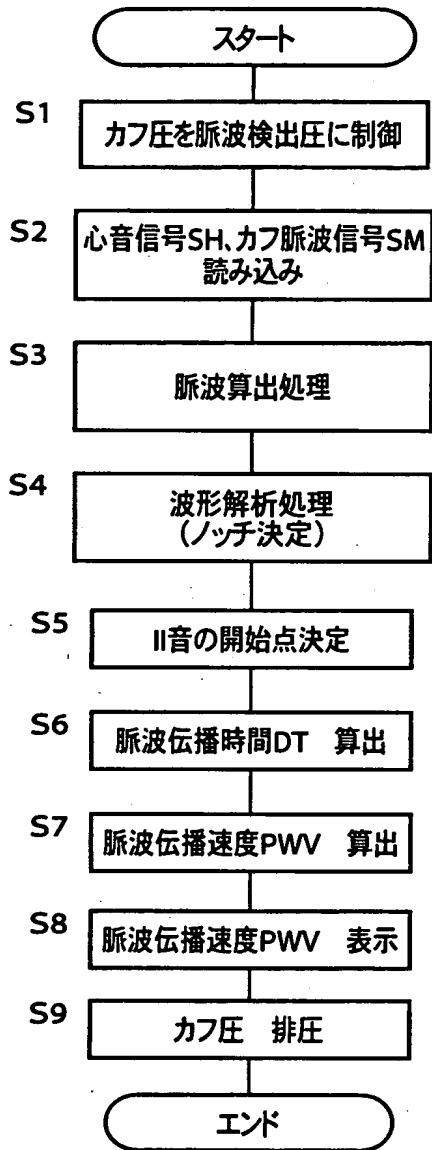


【図 4】





【図 5】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 正確なカフ容積脈波を測定することができるカフ容積脈波測定装置などを提供する。

【解決手段】 生体評価値測定装置 1 0 に備えられたカフ容積脈波測定装置によれば、脈波算出手段（カフ容積脈波算出手段） 5 2 により、ROM（逆伝達函数記憶装置） 4 2 に記憶されたカフ 2 0 内の圧力の脈動から圧力センサ 2 4 の検出圧の脈動への予め求められた伝達函数  $H(f)$  の逆伝達函数  $1/H(f)$  から、その圧力センサ 2 4 により検出された実際のカフ脈波信号  $SM$  に基づいて、伝達遅れのないカフ容積脈波  $P_K(t)$  が算出されるので、歪みのない正確なカフ容積脈波  $P_K(t)$  が得られる。

【選択図】 図 2

認定・付加情報

特許出願の番号	特願2003-016797
受付番号	50300117918
書類名	特許願
担当官	第二担当上席 0091
作成日	平成15年 1月27日

<認定情報・付加情報>

【提出日】	平成15年 1月24日
-------	-------------

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [390014362]

1. 変更年月日	1993年 1月22日
[変更理由]	名称変更
住 所	愛知県小牧市林2007番1
氏 名	日本コーリン株式会社